

THESIS

MUNICH

1965

Vergleich zweier Meßmethoden
zur Bestimmung des Strömungs-
widerstandes in den Atemwegen

LANE MEDICAL LIBRARY OF
STANFORD UNIVERSITY
300 PASTEUR
PALO ALTO, CALIFORNIA

WOLFGANG SCHNEIDER



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA40153507_0066

AUS DEM BALNEOLOGISCHEN INSTITUT BEI DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Vorstand: Professor Dr.med. H.von Braunbehrens

VERGLEICH ZWEIER MESSMETHODEN
ZUR BESTIMMUNG DES STRÖMUNGSWIDERSTANDES IN DEN ATEMWEGEN.

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Wolfgang Schneider
aus München

München 1965

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr.med. H.von Braunbehrens

Dekan: Prof. Dr.med. O. Hug

Tag der mündlichen Prüfung: 16.II.1965

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. EINLEITUNG	5
II. PHYSIOLOGIE DER ATEMMECHANIK	5
III. DIE ATEMWIDERSTANDSMESSUNG	8
1. Messung der Atemstromgeschwindigkeit	10
2. Alveolardruckmessung	11
3. Messmethoden zur gleichzeitigen, fort- laufenden Registrierung von Atemstrom- stärke und Alveolardruck	13
IV. MESSERGEBNISSE	23
V. BESPRECHUNG DER MESSERGEBNISSE	32
VI. ZUSAMMENFASSUNG	37
LITERATUR	38
LEBENS LAUF	47

I. Einleitung.

Aufgabenstellung

Zur Diagnostik von Asthmatikern und Emphysematikern, sowie zur Beobachtung der Wirkungsweise von broncholytisch wirkenden Aerosolen werden neben den bisher gebräuchlichen spirometrischen Untersuchungsmethoden in den letzten Jahren immer häufigere Messungen des Strömungswiderstandes in den Atemwegen durchgeführt. Solche Untersuchungen am Respirationstrakt atembehinderter Patienten sollen möglichst ohne störende oder belastigende Eingriffe vorgenommen werden können. In der hier vorliegenden Arbeit werden zwei Messmethoden zur Bestimmung des Strömungswiderstandes in den Atemwegen miteinander verglichen.

1. Die sog. Verschußdruckmethode nach V u i l l e u m i e r (54)
2. Die Modifizierung dieser Methode nach D i r n a g l (7 , 8)

II. Physiologie der Atemmechanik.

Die Atemluft gelangt durch die Nase, Rachen, Kehlkopf, Trachea, Bronchien und Bronchiolen zu den Alveolen der Lunge. In den Alveolen findet der Gaswechsel statt. Die Aufgabe des Bronchialbaumes als Luftweg ist die Zufuhr der Luft zu den respiratorischen Gebieten in den Alveolen mit möglichst geringem Totraum und Luftwiderstand. Die Weite des Bronchialbaumes bestimmt teilweise das Maß der Belüftung der einzelnen Lungenpartien. Der Verschuß an irgendeiner Stelle dieses Leitungssystems hat den funktionellen Ausfall eines mehr oder weniger ausgedehnten Lungenbezirks zur Folge. Eine allgemeine Verengung des Bronchialkalibers führt zu einer allgemeinen Erhöhung des Strömungswiderstandes für die

Atemluft, wie z.B. beim Asthma bronchiale, Emphysem etc. (w y s s und S c h m i d (58), J a e g e r (22), J e k e r (23)) Untersuchungen über die Zusammenhänge zwischen Atemwiderstände und Erkrankungen der Atemwege sind von J u n g e und H a s e l r e i t e r (24), F r y und H y a t t (11), R u t h und A n d r e w s (50), M a r s h a l l und D u B o i s (35) und anderen gemacht worden. (3, 19, 28, 30, 31, 47)

Der Gesunde leistet unter normalen Bedingungen nur während der Inspiration Atmungsarbeit (R e i n (46)), und zwar gegen die Widerstände, welche die elastischen Elemente im System Thorax - Lunge der Volumendehnung entgegensetzen, gegen die Reibungswiderstände in den mittelelastischen Geweben und gegen die Strömungswiderstände im Tracheo - Bronchialbaum. (R o h r e r (48, 49), H a m m (18)). Die Ausatmung ist gewöhnlich passiv, da die inspiratorisch gegen elastische Widerstände geleistete Dehnungsarbeit als potentielle Energie in Thorax und in den Lungen gespeichert wird und bei der nachfolgenden Expiration als kinetische Energie zur Verfügung steht (H a m m (18)). Erst bei einer willkürlichen Verminderung der funktionellen Residualkapazität, also unterhalb der expiratorischen Ruhelage, in der sich bekanntlich die gegensinnig wirkenden elastischen Retraktionskräfte von Thorax und Lunge aufheben, wird die Expiration aktiv. (H a m m (18)).

In der Ruhe herrscht im Respirationstrakt ein Gleichgewichtszustand, der bei Ein - und Ausatmung aufgehoben wird. Zwischen Alveolen und Außenluft besteht dann ein Druckunterschied, der sog. Alveolardruck. Seine Größe ist abhängig von der Strömungsgeschwindigkeit der Atemluft und von den Widerständen, die die Atemwege der durchströmenden Luft entgegenbringen.

Bei der Inspiration ist der Druck am Munde gleich dem atmosphärischen; er nimmt dann langsam ab, bis er in den Alveolen sein Minimum erreicht, d.h. er wird gegenüber dem atmosphärischen Druck negativ. (R o h r e r (48,49))

In jedem elastischen System besteht bis zur Proportionalitätsgrenze eine lineare Beziehung zwischen Grad der Formveränderung und Größe der formverändernden Kräfte, auf die Lunge übertragen zwischen der Änderung des Volumens und dem dazu nötigen Druck. Die Schnelligkeit der Volumenänderung hat keinen Einfluß auf die Größe des sog. Elastizitätskoeffizienten (Druck - Volumen - Koeffizient, "Elastance" nach B a y l e s s und R o b e r t s o n (1)) bzw. des dazu reziproken Wertes, des Dehnbarkeitskoeffizienten (Volumen - Druck - Koeffizient, " Compliance" der Lunge nach M e a d und W h i t t e n b e r g e r (33)).

Dagegen sind die Drucke zur Überwindung der sog. viskösen Widerstände, unter denen die Reibungswiderstände in den Geweben und die Strömungswiderstände im Tracheo - Bronchialtrakt zu verstehen sind, von der Atemstromstärke abhängig. Bei Atemstillstand fallen sie auf Null ab, so daß der bei bewegungsloser Lunge gemessene statische Pleuradruk nur dem elastischen Lungenzug entspricht. (H a m m (18), F a h r i, O t t i s und P r o c t o r (16)) Nach R o h r e r (48,49) nehmen die inspiratorischen Widerstände linear mit der Erweiterung von Lunge und Thorax zu, werden also mit zunehmender Inspiration immer grösser. Neben diesen statischen Widerständen gibt es noch die dynamischen Strömungswiderstände, welche vom Querschnitt der Bronchien und der Atemstromgeschwindigkeit abhängen. (R o h r e r (48,49)).

III. Die Atemwiderstandsmessung.

Die Atemwege setzen der durchströmenden Luft einen gewissen Widerstand entgegen, der bei der Expiration durch einen Überdruck, bei der Inspiration durch einen Unterdruck im Alveolargebiet überwunden werden muß. R o h r e r (48,49) hat sich als erster damit beschäftigt, die Strömungsverhältnisse in den Atemwegen zu analysieren. An Modellen, Tieren und menschlichen Leichen bestimmte er durch exakte Ausmessung die erforderlichen Größen zur Bestimmung des alveolären Druckes.

Die, von ihm untersuchten Faktoren, welche für die Größe des Widerstandes bestimmend sind, wurden später von v. N e e r - g a r d und W i r z (39), V u i l l e u m i e r (54) u.a. bestätigt und ergänzt.

Seine theoretischen Untersuchungen der Strömungsverhältnisse erfolgten in der Weise, daß er den Atemtrakt in Abschnitte annähernd homogener Strömungseigenschaften unterteilte und für jedes der Teilgebiete den Strömungswiderstand berechnete. So zeigt sich, daß der Strömungswiderstand in den oberen Luftwegen erheblich von der Luftgeschwindigkeit abhängt, während er in den unteren Luftwegen nur wenig hiervon beeinflusst wird. Dies hängt damit zusammen, daß die Luft in den oberen Luftwegen stärker verwirbelt wird, in den feineren Verzweigungen dagegen fast laminar strömt.

L a n d a h l (27) fand, daß die Bronchien zweiter und dritter Ordnung ganz wesentlich höhere Strömungswiderstände als die anderen Abschnitte (Mund, Pharynx, Trachea, Bronchien erster Ordnung) aufweisen. Sie machen etwa 75% des Gesamtwiderstandes aus.

Der Widerstand läßt sich aus dem Alveolardruck durch Strömungsgeschwindigkeit berechnen. Nach dem Poiseulleschen Gesetz ist bei laminarer Strömung der Widerstand umgekehrt proportional der vierten Potenz des Rohrdurchmessers.

$$W = \frac{P}{V} ;$$

$$P = \frac{8 : 1 : \eta : V}{\pi \cdot r^4} ; \quad (1)$$

$$V = \frac{\pi \cdot r^4 \cdot P}{8 \cdot l \cdot \eta} ;$$

V = VOLUMENGESCHWINDIGKEIT.

r = ROHRRADIUS

l = ROHRLÄNGE

P = DRUCKGEFÄLLE

η = VISKOSITÄT

W = WIDERSTAND

Schon sehr kleine Änderungen der Lumina, wie sie durch die Bronchialmuskulatur, aber auch durch Sekretauflagerungen oder Schleimhautschwellungen leicht hervorgerufen werden, wirken sich beträchtlich auf den Widerstand der betroffenen Zweige aus. Die Messung des Strömungswiderstandes in den unteren Luftwegen könnte daher als besonders empfindlicher Indikator für die Weite der Bronchien und ihre Veränderungen dienen. Eine isolierte Bestimmung ist allerdings am Lebenden nicht möglich; dagegen gibt es mehrere Möglichkeiten, den Gesamtwiderstand zu bestimmen, der aus der Widerstandssumme aller Abschnitte der Luftwege resultiert. Aus diesem Gesamtwiderstand der Atemwege kann man in gewissen Fehlergrenzen auf die Weite der Bronchien in den unteren Luftwegen schliessen. In den oberen Luftwegen sind die individuellen und zeitlichen Querschnittsunterschiede verhältnismäßig

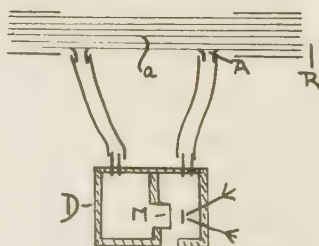
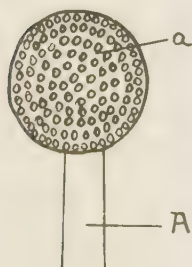
gering, außerdem reagiert eine verwirbelte Strömung hierauf nicht so stark. Lediglich die Stimmritze kann den Widerstand beeinflussen. Nach V u i l l e u m i e r (54) scheint ihr Einfluß in sehr engen Grenzen zu bleiben, da unter normalen Versuchsbedingungen die Stimmritze automatisch in Optimalstellung gehalten wird.

Die Berechnung des Strömungswiderstandes setzt die Kenntnis des Alveolardrucks P_{alv} und der Atemstromstärke i voraus. Die Atemstromstärke ist leicht meßbar; die Ermittlung des Alveolardrucks hingegen ist mit Schwierigkeiten verbunden.

1. Messung der Atemstromgeschwindigkeit.

Eine genaue fortlaufende Registrierung der Strömungsgeschwindigkeit ist durch den Pneumotachographen von F l e i s c h (13, 14, 15) möglich. Eine fortlaufende Registrierung ist wegen der Abhängigkeit des Widerstandes in den Atemwegen von der Strömungsgeschwindigkeit und wegen der oft sehr schnell erfolgenden Veränderungen der Bronchiallumina wichtig.

FLEISCH'SCHER PNEUMOTACHOGRAPH :



R = Messingrohr

a = Röhrenchensystem aus Al.

A = Ansatzröhrchen

D = Differentialdruckkapsel (Manometer)

M = Membran

Abb. I

Der Pneumotachograph besteht aus einem Röhrenchensystem, durch das hineingeatmet wird. Je nachdem, ob es sich um eine normale oder verstärkte Atmung handelt, wird ein verschieden großes Röhrenchensystem verwendet, bestehend aus 27, 37 oder 69 Aluminiumröhrchen. Damit soll gewährleistet werden, daß bei jeder Atemform annähernd laminare Strömungen herrscht. Die Differentialkapsel dient zur optischen Registrierung der Ausschläge der Gummimembran.

2. Alveolardruckmessung.

Die erste am lebenden Menschen durchgeführte Alveolardruckmessung wurde in Form einer Pleuradruckmessung vorgenommen. (v. N e e r g a r d und W i r z (39)). Eine direkte Punktion einer Alveole, wie sie V u i l l e u m i e r (54) durchführte, ist aus naheliegenden Gründen nur im Tierversuch möglich. Andere Untersucher wie W i g g e r s, L e v i, G r a h a m(55); B r o o k h a r t und B o y d (3); F a r h i, O t t i s und P r o c t o r (16) schlossen ebenfalls vom Pleuradruck auf den Alveolardruck. B u y d e n i y k (5) hat als erster systematisch den Oesophagusdruck als Maß des intrathorakalen Druck eingesetzt und frühere Versuche dieser Art besprochen, die anscheinend bis zum Jahre 1878 zurückreichen (L u c i a n i (29)). Die gleiche Methode zur Bestimmung des Alveolardruckes benützten M e a d und W h i t t e n b e r g e r (32, 33); F r y, S t e a d und Mitarbeiter (12); M c I l r o y und Mitarbeiter(34) . Auch S c h e r e r und Mitarbeiter (51) nahmen die, aus dem

Oesophaguslumen abgeleiteten Drucke als Maß für die respiratorisch bedingten intrathorakalen Druckschwankungen.

Solche Verfahren, die Punktionen oder belästigende Eingriffe erforderlich machen, sind wegen der möglichen Rückwirkungen auf die Bronchomotorik durch psychische oder somatische Reize vor allem bei Kranken nicht allgemein anwendbar.

Atemwiderstandsbestimmungen mit Hilfe des intrapleurale Drucks oder des Oesophagusdrucks sind aus diesen Gründen kaum als Routinemethoden zu gebrauchen.

S o n n e (52) versuchte als erster mit Hilfe eines Körperplethysmographen den Alveolardruck auf indirektem Wege zu bestimmen. D u B o i s und Mitarbeitern (9,10) gelang es, mit diesem Hilfsmittel den Atemwiderstand erfolgreich zu bestimmen. Als Routinemethode kommt dieses Verfahren ebenfalls nicht in Betracht, da es sehr hohe Ansprüche an die apparative Ausstattung und an die Experimentierkunst des Ausführenden stellt. So muß z.B. der Patient in eine völlig luftdicht schliessende Kabine gebracht werden. Die durch die Atmung bedingten Druckschwankungen im Kabineninnern müssen registriert werden, was einen hohen apparativen Aufwand zur Folge hat. Die von den Autoren vorausgesetzte Konstanz der Gasmenge im geschlossenen System kann sowohl durch den Gasaustausch des Patienten, als auch durch die Wasserverdunstung in seinen Atemwegen gestört werden.

Wegen der Veränderlichkeit des Strömungswiderstandes und des Alveolardruckes während der Atmung, von der der Atemwiderstand abhängig ist, bedarf man eines Verfahrens, welches eine fortlaufende Registrierung erlaubt. Außerdem ergeben sich durch die

Volumenänderung der Lunge während der Atmung zwangsläufig Längen- und Kaliberschwankungen der luftführenden Elemente. Tonuschwankungen der Bronchialmuskulatur und damit Änderungen der Bronchiallumina haben auf den Atemwiderstand ebenfalls Einfluß. Nur durch eine fortlaufende Registrierung erhält man für jeden Zeitpunkt der Atemphase einen Wert des Atemwiderstandes und kann daraus einen Mittelwert errechnen.

3. Messmethoden zur gleichzeitigen, fortlaufenden Registrierung von Atemstromstärke und Alveolardruck.

Eine streng gleichzeitige und kontinuierliche Bestimmung von Alveolardruck und Atemstromstärke und damit des Atemwiderstandes ohne irgendwelche Eingriffe ist mit dem von D u b o i s und Mitarbeitern (9,10) angegebenen plethysmographischen Verfahren möglich. Wegen der bereits erwähnten Schwierigkeiten wird es aber kaum in der Klinik Verwendung finden.

V. N e e r g a r d und W i r z (39) entwickelten neben der Methode der Pleuradruckmessung zur Bestimmung des Alveolardrucks eine zweite Methode, den Alveolardruck indirekt und unblutig und gleichzeitig mit ihm die Atemstromstärke fortlaufend zu registrieren. Sie bedienten sich des folgenden Prinzips:

Der Druckausgleich zwischen Alveolen und Mund kommt bei Verschuß der Atemwege innerhalb einiger Tausendstel Sekunden zustande, da dann der strömungsbedingte Druckabfall zwischen Alveolargebiet und Mundöffnung wegfällt, und es nur der Verschiebung einer sehr kleinen Luftmenge von der Größenordnung 1 ccm bedarf, um den Ausgleich herbeizuführen. Im Gesamtbereich der

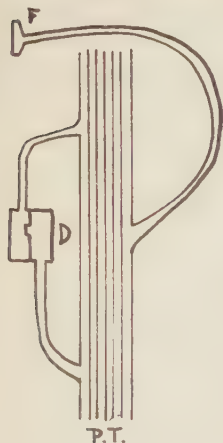
Lunge und der Atemwege herrscht nun der gleiche Druck. Dieser von außen leicht zu messende Druck läßt sich aber nur dann für eine Bestimmung des Atemwiderstandes verwerten, wenn er gleich oder wenigstens proportional dem bei einer bestimmten Strömungsgeschwindigkeit der freien Atmung sich einstellenden Alveolardruck ist. Diese Bedingung kann dadurch erreicht werden, daß von freier Atmung möglichst plötzlich auf Verschlußatmung umgeschaltet wird. Alveolardruck und Atemstromstärke werden dann nicht streng gleichzeitig, sondern kurz hintereinander gemessen: die Atemstromstärke wird an einem Pneumotachographen (F l e i s c h 13, 14, 15) unmittelbar vor dem Verschluß, der Alveolardruck an einem schnell reagierendem Manometer gleich nachher abgelesen.

Versuchsanordnung:

Die Atemluft wird zur Registrierung der Strömungsgeschwindigkeit durch einen F l e i s c h 'e n Pneumotachographen geleitet. (s.S. 10) Das Gerät fußt auf dem Poiseuille'schen Gesetz, nach dem die Strömungsgeschwindigkeit bei laminarer Strömung durch ein starres Rohr proportional der Druckdifferenz pro Längeneinheit ist. Laminare Strömung wird erreicht durch ein System vieler paralleler Röhrchen, die an eine Druckdifferenzkapsel mit Spiegel angeschlossen sind. Die Ausschläge werden durch einen dadurch abgelenkten Lichtstrahl registriert. Der Druck im Pneumotachographen kann durch eine genügend trägheitsarme Vorrichtung, z.B. eine Franck'sche Kapsel mit optischer Schreibung registriert werden.

Die Bedingung der laminaren Strömung läßt sich außer dem be-

schriebenen Röhrensystem auch durch Verwendung sehr feinmaschiger Siebe erreichen (Dirnagl(7,8)).



Messung des Alveolardrucks u. der Strömungsgeschwindigkeit in den Luftwegen nach v. Neergard und Witz.

P.T. = Pneumotachograph

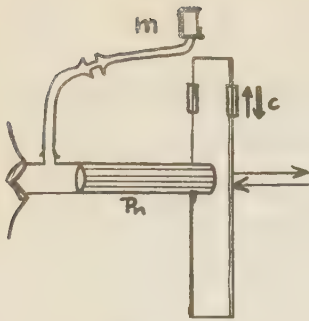
D = Differentialdruckkapsel mit Spiegel

F = Frank'sche Kapsel

ABB. II

Im Augenblick der Luftunterbrechung zeigt die "Verschlußdruckkurve" einen steilen Anstieg bzw. Abfall, je nachdem der Verschluß während der Expirations - oder Inspirationsphase erfolgt. Dieser steile Kurvenanstieg, bzw. -Abfall entspricht dem Vorgang des Druckausgleichs. Sobald dieser beendet ist, geht die Kurve mit einem Knick in einen flacheren Verlauf über. Der an der Knickstelle angezeigte Druck entspricht dem Alveolardruck, wenn die Registrierung genügend trägheitsfrei ist.

Vuilleumier (54) baute später diese Verschlußdruckmethode aus, überprüfte sie und fand an Hand von Modellversuchen, daß bei plötzlichem Verschluß der Atemwege ein Druckausgleich zwischen Alveolen und Mundhöhle zustande kommt. Er vereinfachte diese Methode vorallem dadurch, daß eine einzige Franck'sche Kapsel eine doppelte Aufgabe erfüllt.



P_h = Pneumotachographen -
Widerstand.

m = Frank'sche Kapsel.

c = Verschlussvorrichtung.

Abb. III

Solange der Verschluss der Atemluft offen ist, wird der Druckabfall am Widerstand des Pneumotachographen registriert. Er ist der Strömungsgeschwindigkeit proportional. Bei Verschluss des Pneumotachographen wird durch die Frank'sche Kapsel der Alveolardruck zur Registrierung übertragen. Wiederum entspricht der am Knick zwischen dem steilen Kurvenanstieg und dem flacheren Kurvenverlauf **angezeigte** Druck annähernd dem Alveolardruck. Die Berechnung des Atemwiderstandes ergibt sich aus dem Quotienten: Alveolardruck durch Strömungsgeschwindigkeit, die kurz vor der Unterbrechung gemessen wurde. Nachteilig macht sich bei dieser Methode bemerkbar, daß die Knickstellen in der Registrierkurve oft so wenig ausgeprägt sind, daß eine genaue Druckablesung sehr schwierig ist. Außerdem ruft die völlige Unterbrechung trotz ihrer kurzen Dauer im Atemmechanismus gewisse reflektorische Druck- und Weiteveränderungen hervor.

Wichtig für die Beurteilung des Verschlussdrucks als Ersatz für den messtechnisch unzugänglichen Alveolardruck ist eine Analyse der im Lungenraum wirkenden Druckkomponenten, wie sie **M e a d** und **W h i t t e n b e r g e r** (32,33), später **U l m e r** (53) u.a. durchgeführt haben. Bei freier Atmung

stehen dem im Brustraum herrschenden, von Schwerkraft und Muskelkraft bedingten äusseren Lungendruck folgende innere Druckkomponenten von Lunge und zuführenden Atemwege gegenüber:

- a) die elastische Retraktionskraft der Lunge
- b) der zur Überwindung des Strömungswiderstandes in den Atemwegen erforderliche Druck.
- c) der zur Überwindung von Reibungswiderständen bei der Gewebsdeformation erforderliche Druck.

M e a d und W h i t t e n b e r g e r (32,33) kamen zu dem Ergebnis, daß der mit der Verschlußdruckmethode ermittelte Atemwiderstand als Summe des Strömungswiderstandes der Atemluft und des Reibungswiderstandes im Lungengewebe aufzufassen ist.

U l m e r (53) gelangte während seiner Lungenfunktionsuntersuchungen, die er nach der Oesophagusdruck- und Verschlußdruckmethode durchführte, zum gleichen Ergebnis.

Andere Untersucher wie N i m s, C o n n e r und C o m r o e (40) H e a f und P r i m e (21) u.a. versuchten die genaue Messung der gesamten Atmungsarbeit im Thorax- Lungensystem mittels Lähmung oder medikamentöser Ausschaltung der Atemmuskulatur und künstlicher Beatmung. Sie mußten allerdings feststellen, daß durch die Anästhesie und die mehr oder weniger gut angepaßte Beatmung mit dem Respirator eine Störung der Atemmechanik verursacht wird, weshalb die wenigen auf diese Weise erlangten Ergebnisse nicht unbedingt Normalwerte darstellen.

Zwar bedienten sich nach V u i l l e u m i e r (54) noch andere Forscher der von ihm angegebenen Verschlußdruckmethode und bauten sie teilweise sogar noch weiter aus, wie z.B. O t i s und P r o c t o r (41), M e a d und W h i t t e n b e r g e r ;
(32,33)

J o n e s (25); C l e m e n t s und Mitarbeiter (6), aber verschiedene Schwierigkeiten und Nachteile dieser Methode (oft ungenaue Druckablesung, sowie die ruckartige Abbremsung der Atembewegung) führten zu einer Modifizierung derselben nach D i r n a g l (7,8).

Das Prinzip der Weiterentwicklung der Verschlußdruckmethode nach V u i l l e u m i e r (54) von D i r n a g l (7,8) zur unblutigen Messung des Atemwiderstandes mit höherer Auswertgenauigkeit bei geringer Störung des normalen Atemverlaufes beruht darauf, daß zwei verschieden große äußere Atemwiderstände in raschem Wechsel dem inneren Atemwiderstand hinzugefügt werden. Aus den Druckänderungen beim Widerstandswechsel lassen sich rechnerisch der Alveolardruck und der Atemwiderstand erfassen.

Abb.IV : Vereinfachtes Schema der Atemwege zur Erläuterung und quantitativen Analyse der Druck- und Strömungsverhältnisse.

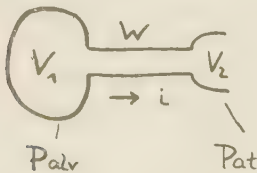


ABB IV

V_1 stellt das Volumen der Alveolarräume, einschließlich der hiermit ohne wesentliche Strömungswiderstände verbundenen Terminalbronchiolen und der Bronchien vierter Ordnung dar.
 V_2 ist das Volumen von Mund, Pharynx und Bronchien erster Ordnung.

Zwischen V_1 und V_2 besteht eine Verbindung über den Strömungswiderstand W , entsprechend dem weitgehend in den Bronchen zweiter und dritter Ordnung konzentrierten Gesamtwiderstand der Atemwege.

V_2 ist praktisch widerstandslos mit der Außenwelt verbunden, hier haben wir also Atmosphärendruck P_{at} , während in V_1 der jeweilige Alveolardruck P_{alv} herrscht. Der Druckunterschied $P_{alv} = P_{alv} - P_{at}$ bedingt das Fließen des Atemluftstroms i , und zwar ist i proportional P_{alv} und umgekehrt proportional der Größe von W . Hieraus erfolgt die dem Ohmschen Gesetz der Elektrotechnik analoge Beziehung:

$$W = \frac{P_{alv}}{i} \quad (2)$$

Gleichung (2) stellt die Grundlage der verschiedenen Meßmethoden für den Atemwiderstand dar. Sie laufen alle darauf hinaus, einerseits den Alveolardruck, andererseits die Atemstromstärke zu bestimmen.

Der innere Atemwiderstand W_1 errechnet sich aus den Druckablesungen vor (p_0) und nach (p_z) der Widerstandsumschaltung, sowie aus der Größe der beiden, getrennt oder kombiniert eingeschalteten Pneumotachographenwiderstände (W_1, W_2) nach der in (2) abgeleiteten Berechnung:

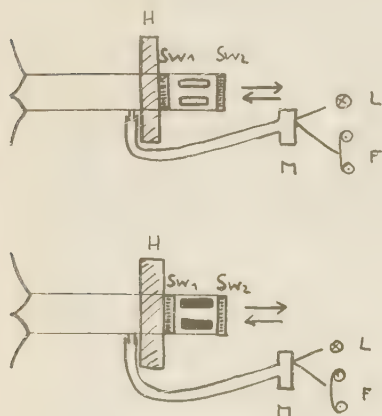
$$W_1 = \frac{W_1 \cdot W_2 (p_z - p_0)}{p_z \cdot W_2 - p_0 W_1} \quad (3)$$

Es ist jedoch nicht notwendig, den Atemwiderstand nach dieser unbequem zu handhabenden Gleichung zu berechnen, da man für

das Gerät eine Eichkurve aufstellen kann, aus der für alle Werte des Verhältnisses der Registrierausschläge unmittelbar vor und unmittelbar nach momentanem Schließen der Verschußscheibe der zugehörige Atemwiderstand abgelesen werden kann.

Versuchsanordnung:

An Stelle der vollständigen Unterbrechung des Atemluftstromes tritt eine kurzfristige Erhöhung des Strömungswiderstandes in dem auch bei der Verschußdruckmethode vorhandenen Pneumotachographen. Diese äußere Widerstandserhöhung wird durch zwei alternierend eingeschaltete Siebwiderstände erreicht.



H = Heizspirale zur Anwärmung
der Atemluft

Sw₁ u. Sw₂ = Siebwiderstände

M = Manometerkapsel
(Frank'sche Kapsel)

L = Lichtquelle

F = Filmrolle

ABB. V

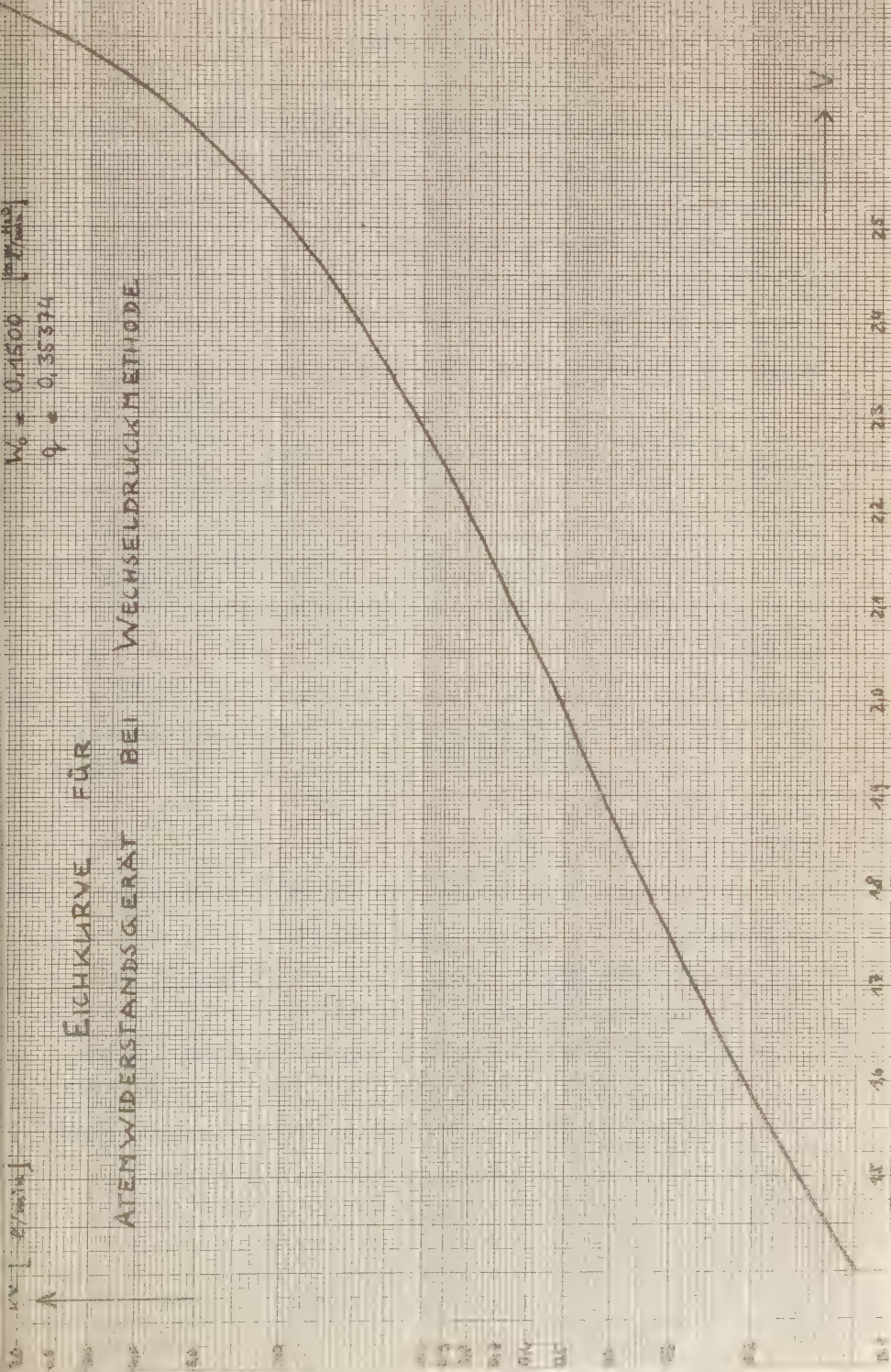
Durch Verwendung zweier feinmaschiger Siebe wird eine Turbulenz der Atemströmung vermieden. Dadurch werden die Widerstandswerte W_1 und W_2 von der Atemstromstärke unabhängig gemacht. Bei dem hier verwendeten "Universal-Widerstands-Meßgerät" konnte diese Bedingung für alle bei normaler Atmung vorkommenden Atemstromstärken weitgehend erfüllt werden.

20
15
10
5
0

A

$W_0 = 0,1500$
 $q = 0,35374$

EICHKURVE FÜR
ATEM WIDERSTANDSGERÄT BEI WECHSELDRUCK METHODE



Die beiden Siebwiderstände sind am Anfang und Ende eines Hohlzylinders montiert, der seitliche Längsschlitze aufweist. Dieser Zylinder ist in einem ebensolchen eingepaßt. Die beiden Zylinder können nun derart gegeneinander verschoben werden, daß sowohl die Schlitze, als auch die Metallbrücken zur Deckung gelangen.

Im ersten Falle wird nur der Widerstand W_1 am Mund gemessen
(Schlitze offen).

Im zweiten Falle wird der Widerstandswert $W_1 + W_2$ gemessen
(Schlitze geschlossen)

Will man nun mit dem gleichen Gerät den Atemwiderstand nach der Verschlußdruckmethode bestimmen, so braucht man nur die beiden Zylinder an dem dem Mund entfernteren Ende luftdicht verschliessen.

Eine fortlaufende Messung des Atemwiderstandes sowohl nach der Verschlußdruckmethode als auch nach der Wechseldruckmethode wird durch ein elektromagnetisch gesteuertes Öffnen und Schließen der Schlitze gewährleistet.

Die Atemluft wird vor dem ersten Siebwiderstand mittels einer Heizspirale gleichmässig erwärmt, um eine störende Kondensatbildung in den Sieben zu vermeiden.

Die beschriebenen Messwiderstände W_1 und W_2 enthalten äusserst feinmaschige Siebe aus V2A - Stahldrähten, die je nach Meßbereich bis zu ca. 8000000 Maschen aufweisen. Durch die Aufteilung des Atemluftstroms in sovieler Teilströme wird in den einzelnen Maschen eine laminare Strömungsform und damit Proportionalität zwischen Stromstärke und Druckabfall erreicht. Dieser wird in einem empfindlichen Differential-

Druckwandler in elektrische Spannungen umgewandelt.

Die fortlaufende Registrierung des Spannungsverlaufs mit einem Lichtschreiber liefert ein Pneumotachogramm in linearem Maßstab. Die kurzfristige (etwa $1/10$ sec dauernde) durch Magnetbetätigung ausgelöste Erhöhung des Meßwiderstandes erlaubt, ein Pneumotachogramm mit aufgesetzten Druckzackem zu schreiben, deren Höhe zur Berechnung des inneren Strömungswiderstandes in den Atemwegen herangezogen werden kann.

Werden nun die beiden Hohlzylinder wie oben beschrieben z.B. mit einem Gummistopfen luftdicht verschlossen, resultiert eine Pneumotachogrammkurve mit aufgesetzten Druckzacken , deren Höhe Aufschluß über den zur Zeit der Messung herrschenden Alveolardruck und damit inneren Strömungswiderstand in den Atemwegen geben. Während der hier vorgenommenen Untersuchungen wurden jeweils mehrere Messungen nach der Verschlußdruckmethode und gleich anschliessend nach der Wechseldruckmethode am gleichen Patienten vorgenommen.

IV. M e s s e r g e b n i s s e .

Für den Vergleich zwischen der Verschlußdruckmethode nach V u i l l e u m i e r (54) und der von D i r n a g l (7,8) modifizierten Methode, die hier kurz "Wechseldruckmethode" genannt wird, wurden am Balneologischen Institut der Universität München zwölf gesunde Personen im Alter von 20 bis 30 Jahren untersucht.

Abb.VIII zeigt die graphische Darstellung der gefundenen Atemwiderstandswerte nach beiden Methoden.

Nach der Verschußdruckmethode wurden dabei keine höheren Werte als etwa $0,65 \left(\frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}} \right)$ erzielt. Die Wechseldruckmethode dagegen erbrachte Werte bis $1,40 \frac{\text{mmH}_2\text{O}}{\text{l/min}}$.

Die Kurve verläuft bis zu einem Wert von $0.50 \text{ mm H}_2\text{O/l/min}$ in einem Winkel von etwa 45° . Mit steigenden Wechseldruckwerten steigt sie steil an.

WECHSELDRUCK $\left(\frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}} \right)$

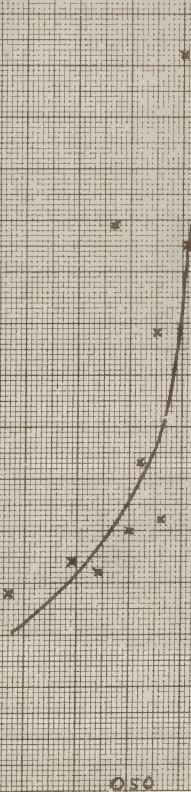
ABB. VII

2,00

1,50

1,00

0,50



VERSCHLUSSDRUCK $\left(\frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}} \right)$

0,50

1,00

1,50

Abb. VIII zeigt die graphische Darstellung von Atemwiderstandsmessungen nach den beiden Methoden bei sechs Patienten, teils mit obstruktiven Prozessen in den oberen Luftwegen, teils mit Recurrensparese (nach Strumaresektion).

Bei diesen Messungen wurden mit der Verschlußdruckmethode keine höheren Werte als $0,75 \left(\frac{\text{mm H}_2\text{O}}{10\text{min}} \right)$ ermittelt, während mit der Wechseldruckmethode Werte bei $1,12 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{1/\text{min}}$ gefunden wurden.

Der Kurvenverlauf ist bei Abb. VIII flacher als bei Abb. VII, was durch die höheren Werte bei der Messung mit der Verschlußdruckmethode zu erklären ist.

Ferner zeigt der Kurvenverlauf, daß bis zu einem Atemwiderstandswert von ca. $0,65 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{1/\text{min}}$ die beiden Meßmethoden im wesentlichen übereinstimmen.

WECHSELDRUCK

$\left(\frac{\text{mm Hg}}{\text{cm}^2} \right)$

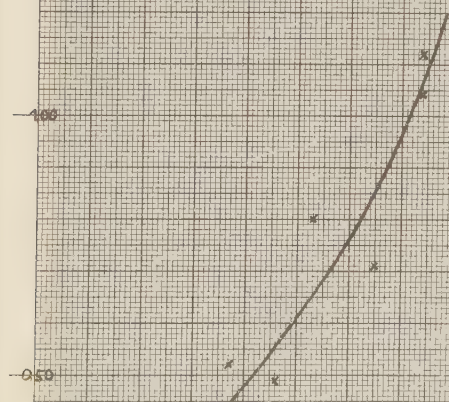
ABB VIII

-2.00

-1.50

-1.00

-0.50



VERSCHLEISSDRUCK

$\left(\frac{\text{mm Hg}}{\text{cm}^2} \right)$

Auf Abb. IX sind die Messergebnisse graphisch dargestellt, die bei den Atemwiderstandsbestimmungen von 40 Patienten mit Asthma bronchiale bzw. obstruktivem Emphysem gefunden wurden. Diese Messungen wurden im Sanatorium der LVA in Bad Reichenhall durchgeführt.

Die Verschlußdruckmethode lieferte dabei keine höheren Atemwiderstandswerte als etwa $1,00 \left(\frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}} \right)$. Nach der Wechseldruckmethode wurde bei diesen Patienten Werte bis $1,85 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}}$ gemessen.

Bis zu einem Widerstandswert von ca. $0,85 \left(\frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}} \right)$ bei der Wechseldruckmethode, bzw. von ca. $0,65 \left(\frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}} \right)$ bei der Verschlußdruckmethode verläuft die Kurve von Abb. IX noch ziemlich flach, während sie ab diesem Wert immer steiler wird, was auf das Fehlen höherer Widerstandswerte als etwa $1,00 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}}$ nach der Verschlußdruckmethode zurückzuführen ist.

Auch hier stimmen die beiden Meßmethoden bis zu einem Atemwiderstandswert von ca. $0,65 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}}$ weitgehend überein.

WECHSELDRUCK $\left[\frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{Z/min}} \right]$

ABB. IX

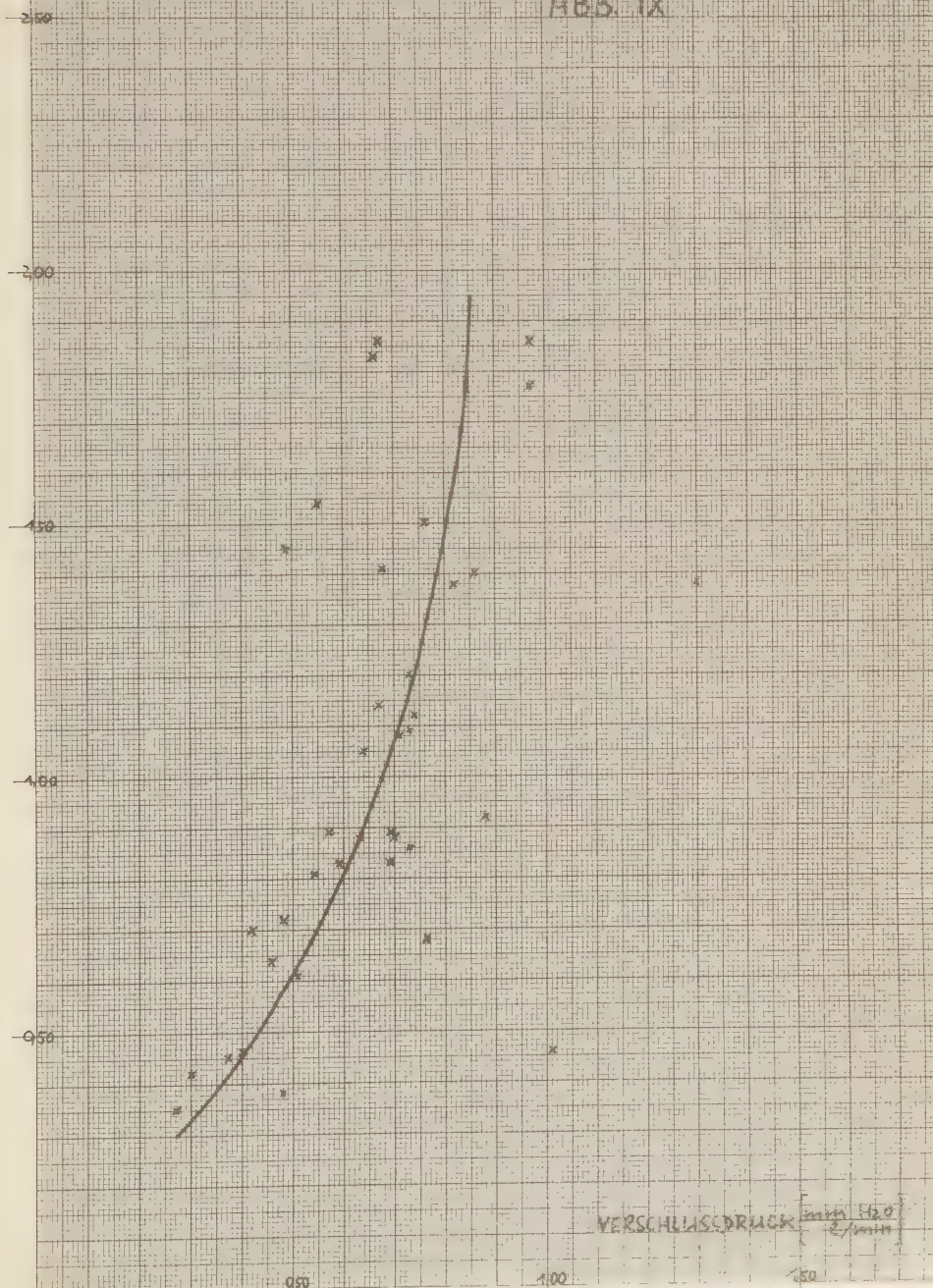


Abb. X zeigt die graphische Darstellung aus den Mittelwerten aller nach den beiden Methoden gewonnenen Atemwiderstandswerte.

Der Verlauf dieser Kurve ist ebenfalls durch das Fehlen höherer Werte als etwa $0,80 \left(\frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}} \right)$ bei der Verschlußdruckmethode bestimmt, da die Wechseldruckmethode Werte bis ca. $1,60 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}}$ aufweist.

Trotzdem aber stimmen beide Methoden bis zu einem Wert von etwa $0,50 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}}$ im Mittel überein.

Für spätere Untersuchungen des Atemwiderstandes werden Röntgenkymographische, beziehungsweise Röntgenkinematographische Messungen empfohlen.

WECHSELBRUCH [1989-1990]

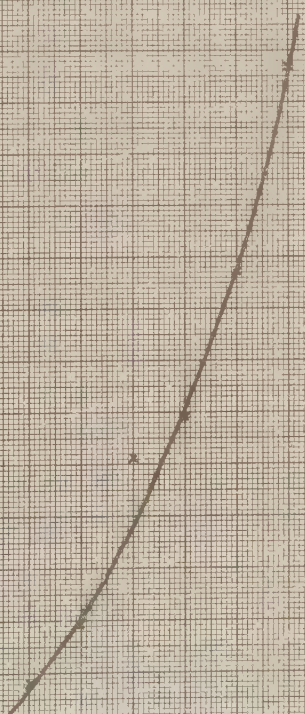
ABB. X

3.00

1.50

1.00

0.50



VERGLEICHSPRÜFUNG [1989-1990]

V. B e s p r e c h u n g d e r M e ß e r g e b n i s s e .

Nach Angaben verschiedener Untersucher liegt die Höhe des mittleren Atemwiderstandes beim Gesunden in einem mittleren Bereich von etwa $0,3 - 0,8 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}}$ (P i i p e r und S c h u e r m e y e r (42)). Bei einem grösserem Material an Gesunden gibt W y s s (56) einen Mittelwert von $0,37 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}}$ (umgerechnet) an. Hinsichtlich einer Erhöhung des Atemwiderstandes beim Asthma bronchiale besteht bei allen Autoren Übereinstimmung. W y s s (56), sowie G r a y und G r o d i n s (17) fanden beim Asthma bronchiale durchschnittlich den doppelten Betrag des normalen Widerstandes, P r o c t o r, H a r d y und M c L e a n (45), M e a d, L i n d g r e n und G a e n s l e r (36); sowie M a r s h a l l und D u B o i s (35) im Mittel etwa den vierfachen Wert. Die Uneinheitlichkeit der Grössenangaben erklärt sich durch Verwendung verschiedener Apparaturen und einer beträchtlichen Streuung der Einzel- und Mittelwerte bei Asthmatikern (J u n g e und H a s l - r e i t e r (24)).

Die hier vorgenommenen Atemwiderstandsmessungen ergaben bei der Verschlussdruckmessung Werte, die im Durchschnitt maximal ca. $0,80 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}}$ betrugen. Bei den Messungen nach der Wechseldruckmethode wurden Widerstandswerte bis zu $1,60 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}}$ beobachtet.

Diese auch im Vergleich zu den Ergebnissen anderer Untersucher hohen Werte traten vor allem bei Patienten mit obstruktiven Erkrankungen der oberen Luftwege auf, bzw. bei solchen,

die an Asthma bronchiale oder Emphysem litten.

Eine subjektive Beobachtung, die den Unterschied der Meßergebnisse zwischen den beiden Methoden vielleicht klären könnte, soll im Folgenden untersucht werden.

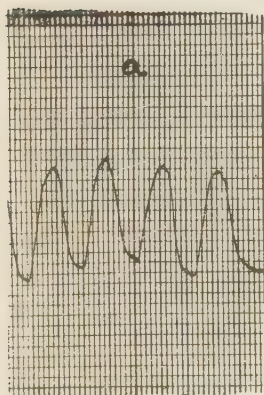
Besonders Asthma - und Emphysempatienten, doch auch Atem - Gesunde, empfanden die Änderung der ruckartigen Abbremsung der Atembewegung bei der Widerstandsmessung nach V u i l - l e u m i e r (54) in eine bei ruhiger Atmung kaum mehr bemerkbare Widerstandserhöhung bei der Widerstandsmessung mit dem Gerät nach D i r n a g l (7,8) als angenehm.

Umgekehrt wurde der nur Bruchteile von Sekunden dauernde Verschuß der Atemwege bei der Verschußdruckmethode als außerordentlich störend empfunden.

Die Untersuchungspersonen, insbesondere aber die Patienten mit Asthma bronchiale oder Emphysem, klagten bei der Messung des Atemwiderstandes mit der Verschußdruckmethode über Atemreflexe, die mit einer ungestörten Atmung nicht mehr vereinbar waren. Um solche Beobachtungen von Seiten der Untersuchungspersonen objektivieren zu können, wurden einerseits fortlaufende Körperumfangsmessungen im Bereich des Thorax vorgenommen, andererseits elektromyographische Untersuchungen am Diaphragma angestellt.

Die Umfangsmessungen am Thorax bei gleichzeitiger Messung des Atemwiderstandes ergaben eine ruckartige Zunahme des Thoraxumfangs, die genau gleichzeitig mit der ruckartigen Abbremsung des Atemstroms bei der Verschußdruckmethode

auftrat. Bei der Wechseldruckmethode war eine solche plötzliche Zunahme des Thoraxumfangs nicht festzustellen. (s. Abb. XI)
(Über die Technik und die genaue Auswertbarkeit dieser Methode wird an anderer Stelle berichtet werden).



a: Wechseldruck-
methode

b: Verschluss-
druck-
methode

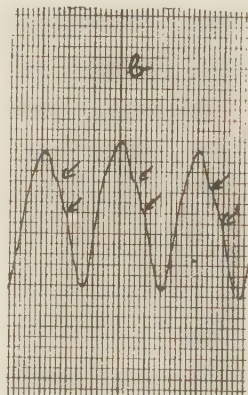


Abb XI

Das Elektromyogramm des Diaphragmas, das mittels einer Oesophagussonde (P e t i t und Mitarbeiter (43)) unschwierig zu erhalten war, zeigte eine Zunahme der Aktionspotentiale, die ebenfalls mit der Unterbrechung des Atemstroms zeitlich zusammenfiel. Allerdings waren diese Beobachtungen nur während des Inspiriums zu machen, da das Diaphragma nur während dieser Atemphase Aktionspotentiale zeigt. (K o e p k e und Mitarbeiter (26)). Bei der Messung des Atemwiderstands nach der Wechseldruckmethode waren Veränderungen der Aktionspotentiale nicht zu erkennen. (s. Abb. XII)

Diese Methode zur Beurteilung des Diaphragmas als Hauptatemmuskel (M u r p h y (38)) scheint erfolgversprechend

zu sein, und sollte noch genauer untersucht werden.

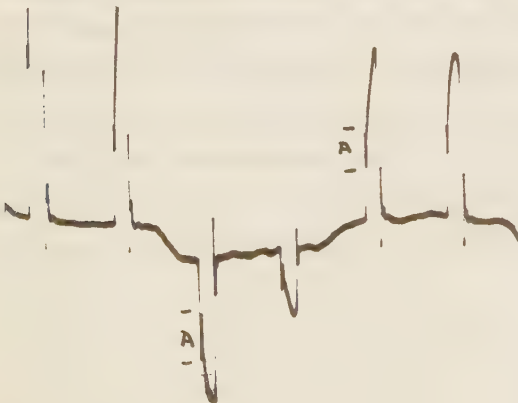


Schwankungen der Aktions-
potentiale im Bereich des
Verschlusses der Atemwege

Abb. XII

Somit scheint deutlich, daß bei der Verschußdruckmethode der Atemstrom gestört wird, was sicherlich mit zu dem Unterschied zur Wechseldruckmethode beiträgt.

Eine andere Erklärung für das Abweichen der Ergebnisse voneinander läßt sich durch auftretende Ablesungenauigkeiten bei der Verschußdruckmethode geben. (s. Abb. XIII)



A - Bereich des
Ablesungenauigkeit

Abb. XIII

Die Ablesegenauigkeit der durch Lichtschreibung gewonnenen Registrierkurven bei der Wechseldruckmethode ist wesentlich größer als bei der Verschußdruckmethode. (v. S t e t t n e r (57), D i r n a g l (7,8), R e i n d l (47), J u n g e und H a s l r e i t e r (24)). (s. Abb. XIV)

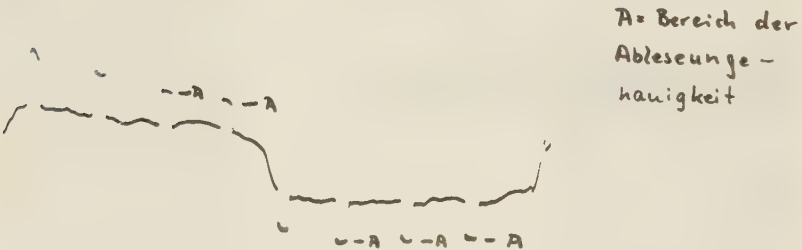


Abb. XIV

Die bei der Wechseldruckmethode auftretenden Zacken der Registrierkurve weisen eine plateauförmige Oberkante auf, deren praktisch geradliniger Verlauf auch bei geringer Papiergeschwindigkeit eine exakte Festlegung des Knickpunktes ermöglicht. Diese Festlegung des Knickpunktes an der Registrierkurve ist bei der Verschußdruckmethode wesentlich schwieriger, manchmal sogar unmöglich.

VI. Zusammenfassung.

1) Zuerst wurden die physiologischen Grundlagen der Atemmechanik besprochen. Dann wurde eine kurze Übersicht über die Druck- und Widerstandsverhältnisse im Tracheo- Bronchialtrakt gegeben.

2) Die Entwicklung der Atemwiderstandsmessung wurde mit ihren verschiedenen Methoden dargelegt.

3) Aufgabe dieser Arbeit war es, die Atemwiderstandsmessung nach der Verschlußdruckmethode (V u i l l e u m i e r (54)) mit der Widerstandsmessung nach der Wechseldruckmethode (D i r n a g l (7,8)) zu vergleichen. Die Vergleichsuntersuchungen brachten folgende Ergebnisse:

Im Bereich bis zu etwa $0,50 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}}$ stimmen beide Methoden noch annähernd miteinander überein. Erst von da an weichen die beiden Methoden voneinander ab, und zwar derart, daß mit der Verschlußdruckmethode keine höheren Werte als $1,0 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}}$ gemessen wurden, während die Wechseldruckmethode Werte bis $1,85 \frac{\text{mm H}_2\text{O}}{\text{l/min}}$ aufwies.

4) Fortlaufende Messungen des Thoraxumfanges, sowie elektromyographische Untersuchungen des Zwerchfells bestätigten die Vermutung von auftretenden Atemreflexen bei der Messung mit der Verschlußdruckmethode. Ableseungenauigkeiten bei den Registrierkurven der Verschlußdruckmethode kamen ebenfalls als Gründe für die Unterschiede zur Wechseldruckmethode in Betracht.

5) Die Wechseldruckmethode nach Dirnagl erscheint gegenüber der Verschlußdruckmethode als die Bessere. Die Fehlerquellen sind geringer, weil reflektorische Störungen wegfallen.

L i t e r a t u r .

1. BAYLISS, L.E. and ROBERTSON, G.W.: Visco-elastic properties of the lungs. Quart. J.exp. Physiol. 29:27 - 47 (1939).
2. BRISCOE, W.A. and DU BOIS, A.B.: The Relationship Between Airway Resistance, Airway Conductance and Lung Volume in Subjects of Different Age and Body Size.
J. Clin. Invest. 37, 1279 - 1285 (1958).
3. BROOKHART, J.M. and BOYD, T.E.: Amer.J. Physiol. 148, 434
(1947)
4. BUHR, G.: Die Atemwiderstandsmessung in der ärztl. Begutachtung. Med. Klin. 53, 2180 - 2181 (1958).
5. BUYTENDIJK, H.J.: Ösophagusdruck en Longelastiziteit;
med. Diss. (Oppenheim, Gronigen 1949).
6. CLEMENTS, J.A., SHARP, J.T., JOHNSON, R.P. and ELAM, J.O.: Estimation of pulmonary resistance by repetitive interruption of airflow. J.clin. Invest.38, 1262 (1959).
- *7. DIRNAGL, K.: Zur fortlaufenden Messung des Atemwiderstandes.
Zschr. f. Aerosol - Forschung 2, 4: 475 - 484 (1953).
- *8. DIRNAGL, K.: Zur Messung des Strömungswiderstandes in den Atemwegen. Zschr. f. Aerosol - Forschung 2 : 149-165 (1957)

9. DU BOIS, A.B., BOTEELHO, S.Y. und COMROE jr., J.H.: A new method for measuring airway resistance in man using a body plethysmograph: Values in normal subjects and in patients with respiratory disease. J.clin. Invest. 35, 3: 327 (1956).
10. DU BOIS, A.B., BOTEELHO, S.Y., BEDELL, G.N., MARSHALL, R und COMROE jr., J.H.: A rapid plethysmographic method for measuring thoracic gas volume: A comparison with a nitrogen washout method for measuring functional residual capacity in normal subjects. J.clin. Invest. 35: 336 (1956).
11. FRY, D.L. and HYATT, R.E.: Pulmonary mechanics: A unified analysis of the relationships between pressure, volume and gas flow in the lungs of normal and diseased human subjects. Amer.J.Med. 19, 672 (1960).
12. FRY, D.L., EBERT, R.V., STEAD, W.W. und BROWN, C.C.: The mechanics of pulmonary ventilation in normal subjects and in patients with emphysema. Amer.J.Med. 16: 80 (1954).
13. FLEISCH, A.: Neue Ergebnisse über Mechanik und Proprioceptive Steuerung der Atembewegung. Ergebn. Physiol. 36, 249 (1934)
14. FLEISCH, A.: Die Pneumotachographie. Hdb. d. biol. Arb. Meth V, 8, 845 - 859 Verl. Urban u. Schwarzenberg, Berlin (1935)
15. FLEISCH, A.: Das Pneumotachogramm. Ergebn. Physiol. 36, 278 (1934)

- 16.FARHI, L.E., OTIS, A.B. and PROCTOR, D.F.: J.appl.Physiol.
10,15 (1957)
- 17.GRAY, J.S. and GRODINS, F.S.: Respiration. Ann.Rev.Physiol.
13: 217-233 (1951)
- 18.HAMM, J.: Methodische Grundlagen atemmechanischer Untersuchungen in der Klinik. klin. Wochr.38,21 (1960).
- 19.HYATT, R.E. and WILCOX, R.E.: The Pressure - Flow Relationship of the Intrathoracic Airway of man.
J. clin. Invest. 42 , 29 (1963).
- *20.HASLREITER, E.: Die Pneumotachographie. zshr. für Aerosol-Forschung und Therapie 8, 35 - 52 (1959).
- 21.HEAF, P.J.D. and PRIME, F.J.: The Compliance of the thorax in normal human subjects. Clin. Sci 15,319 (1956).
- 22.JAEGER, M.: Modellversuche zum Studium des Druckausgleichs zwischen Alveolen und Mund bei künstlicher Unterbrechung des Atemstroms. Schweiz.Med.Wochr. 91,493 (1961).
- 23.JEKER, K.: Die Bestimmung des Strömungswiderstandes im Bronchialsystem des Menschen. Diss. Bern (1953).
- *24.JUNGE, W. und HASLREITER, E.: Die Bedeutung des Strömungswiderstandes der Bronchialwege bei der asthmatischen Dyspnoe. Zschr. f. Aerosol - Forschung 4, 197-220 (1955).

25. JONES, R.S.: Airway Pressures and Ventilation in Emphysema during and after Respiratory Infection. Thorax 13,42 (1958)
26. KOEPKE, G.H., SMITH, E.M., MURPHY, A.J. and DICKINSON, D.G.: Sequence of action of the diaphragm and intercostal muscles during respiration. I. Inspiration. Arch.Phys.Med 39,426-430 (1958)
27. LANDAHL, H.D.: On the removal of airborne droplets by the human respiratory tract. I. The lung. Bull.Math.Biophysics 12: 43 (1950)
28. LLOYD jr. and WRIGHT, G.W.: Evaluation of methods used in detecting changes of airway resistance in man. The Amer. Rev. Resp. Dis. 87, 529 (1963).
29. LUCIANI, L.: Zit nach Mitolo und Caputo (1878).
30. MACKLEAN, P.T. and BECKLAKE, M.R.: The Relationship between the mechanical and diffusing properties of the lung in health and disease. The amer.Rev.of Resp. Dis. 87, 1 (1963).
31. MARCELLE, R.: Aerosol d'histamine et resistance dynamique pulmonaire de l'homme. Int.Arch.Allergy 22, 45-50 (1963).
32. MEAD, J. and WHITTENBERGER, J.C.: Physical properties of human lungs measured during spontaneous respiration. J. appl. Physiol. 5, 779 - 796 (1953).

33. MEAD, J. and WHITTENBERGER, J.L.: Evaluation of airway interruption technique as a method for measuring pulmonary air flow resistance. J. Appl. Physiol. 6: 408 (1954).
34. MCILROY, M.B., MEAD, J. und Mitarb.: Measurement of lung tissue viscous resistance using gases of equal kinematic viscosity. J. Appl. Physiol. 7: 485 (1955).
35. MARSHALL, R. und DU BOIS, A.B.: The measurement of the viscous resistance of the lung tissue in normal man. Clin. Sci. 15: 161 (1956).
36. MEAD, J., LINDGREN, J. and GAENSLER, E.A.: The mechanical properties of the lungs in Emphysem. J. clin. Invest. 34, 1005 - 1016 (1955).
37. MC ILROY, M.B., MARSHALL, R. and CHRISTIE, R.V.: The work of breathing in normal subjects. Clin. Sci. 13: 127-136 (1954).
38. MURPHY, A.J., KOEPKE, G.H., SMITH, E.M. and DICKINSON, D.G.: Sequence of action of the diaphragm and intercostal muscles during respiration. II. Expiration. Arch. Phys. Med. 40, 337-342 (1959).
39. NEERGARD, K.v. und WIRZ, K.: Die Messung der Strömungswiderstände in den Atemwegen des Menschen, insb. bei Asthma und Emphysem. Zschr. f. Klin. Med. 105, 106 - 112 (1948).

40. NIMS, R.G., CONNER, E.H., COMROE, J.H.: J.clin.Invest.35,
744 (1956)
41. OTIS, A.B. and PROCTOR, O.F.: Measurement of alveolar
pressure in human subjects. Amer.Journ.Physiol. 106-112, 1952
(1948)
42. PIIPER, J. und SCHÜRMEYER, E.: Messung des Atemwiderstandes
am Menschen. Zschr.f.d.ges.exp.Med. 128, 55-75 (1956)
43. PETIT, J.M., MILIC-EMILI, G. and DELHEZ, L.: Role of the dia-
phragm in breathing in conscious normal man: an electro-
myographic study. J.Appl.Physiol.15, 1101-1106 (1960).
44. PROCTOR, D.F. and HARDY, J.B.: Studies of respiratory air
flow I. Bull.John Hopkins Hosp. 85, 253-280 (1950).
45. PROCTOR, D.F., HARDY, J.B. and Mc LEAN, R.: Studies of res-
piratory air flow II. Bull.John Hopkins Hosp.87, 255-288
(1950).
46. REIN, H.: Einführung in die Physiologie des Menschen.
Julius Springer Verlag, Berlin (1921).
- *47. REINDL, H.: Untersuchungen über die Zusammenhänge zwischen
Atemwiderstände und Erkrankungen der Atemwege.
Diss. Müncher (1954).

- 48.ROHRER, F.: Physiologie der Atembewegung.
Hdb. d.norm u. path. Physiol.II, Berlin (1925).
- 49.ROHRER, F.: Der Strömungswiderstand in den menschlichen
Atemwegen. Pflüger's Arch.f.d.ges.Pysiol. 218, 698-707
(1927).
- 50.RUTH, W.E. and ANDREWS, Ch.E.: Airway resistance studies in
bronchial Asthma.J.of Lab. and clin.Med. 54, 889-896 (1959).
- 51.SCHERRER, M.,BUCHER, U. und KOSTYAL,A.: Zur Technik atem-
mechanischer Untersuchungen. Schweiz.Med.Wschr.87, 1493
(1957).
- 52.SONNE, C.: Untersuchungen über die relative Weite der Bron-
chiolen bei der verschiedenen Luftspannung der Lungen.
Acta med. scand. 58, 313 -341 (1923).
- 53.ULMER, W.T.: Die Untersuchung der Lungenfunktion.
Zschr. f. Kreislaufforschung 49, 461 (1960).
- 54.VUILLEUMIER, P.: Über eine Methode zur Messung des intra-
alveolaren Druckes und der Strömungswiderstände in der Atem-
wegen des Menschen. Zschr.f.Klin.Med. 143,698-717 (1944).
- 55.WIGGERS, C.J., LEVY, M.N. and GRAHAM,G: Amer.J.Physiol.
151, 1 (1947)

56.WYSS, F.: ~~A~~sthma bronchiale. Thieme Verlag, Stuttgart(1955)

*57.STETTNER, H.v.: Normalwerte der Atemwiderstandsmessung
und deren Schwankungsbreite.Med.Diss.München (1956).

58.WYSS, F. und SCHMID, F.: Beruht die bronchialasthmatische Dys-
pnoe auf einer Bronchialstenose? Schweiz.med.Wschr.38,
916 - 920 (1951).

59.WYSS, O.A.M.: Prinzipielle Betrachtungen über die Funktions-
weise der Bronchialmuskulatur. Schweiz.med.Wschr. 39,988-990
(1952).

(Die mit * versehenen Arbeiten stammen aus dem Institut für
Balneologie und Physikalische Therapie der Universität
München.)

Es sei mir gestattet, an dieser Stelle Herrn Professor Dr.med. H.von Braunbehrens, Vorstand des Instituts für Balneologie und Physikalische Therapie und Röntgenologie der Universität München, für die liebenswürdige Überlassung des Themas und die Übernahme des Referates zu danken.

Herrn Diplomphysiker K. Dirnagl möchte ich für die Unterstützung und Beratung, die mir bei der Durchführung der Arbeit so großzügig zuteil wurden, ganz besonders danken.

Ferner gilt mein Dank Herrn Dr.med. Schmidt von der Kuranstalt Trausnitz der LVA in Bad Reichenhall für die liebenswürdige Überlassung eines Arbeitsplatzes und die Zurverfügungstellung des Krankengutes.

L e b e n s l a u f.

Am 28. November 1937 wurde ich, Wolfgang, Konrad, Friedl
S c h n e i d e r als Sohn des Facharztes für Urologie
Dr.med. K. Schneider und Frau Ruth, geb. Schloenbach, in
Göttingen geboren.

Von 1943 bis 1947 besuchte ich in München die Volksschule
und trat nach Abschluß der vierten Klasse in das Alte Real-
Gymnasium in München ein. Dort legte ich 1957 die Reife-
prüfung ab.

Im Winterhalbjahr 1957/58 immatrikulierte ich mich an der
medizinischen Fakultät der Universität Erlangen. Dort legte
ich im Frühjahr 1960 die ärztliche Vorprüfung ab. Im Sommer-
halbjahr 1960 immatrikulierte ich mich an der Ludwig-
Maximilians-Universität zu München. Ein klinisches Semester
studierte ich an der Universität Innsbruck.

Im Sommer 1963 bestand ich das medizinische Staatsexamen an
der Universität München.

Der experimentelle Charakter und die Thematik veranlaßten mich,
meine Dissertationsarbeit am Balneologischen Institut der
Universität München durchzuführen.

